



日本特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

CFO 16220 US / sum

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出願年月日

Date of Application:

2001年 6月29日

出願番号

Application Number:

特願2001-197948

[ST.10/C]:

[JP2001-197948]

出願人

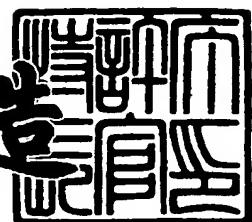
Applicant(s):

キヤノン株式会社

2002年 3月22日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

及川耕造



出証番号 出証特2002-3019187

【書類名】 特許願
 【整理番号】 4275136
 【提出日】 平成13年 6月29日
 【あて先】 特許庁長官 殿
 【国際特許分類】 A61B 3/14
 【発明の名称】 眼底検査装置
 【請求項の数】 9
 【発明者】
 【住所又は居所】 東京都大田区下丸子三丁目30番2号 キヤノン株式会社内
 【氏名】 小野 重秋
 【特許出願人】
 【識別番号】 000001007
 【氏名又は名称】 キヤノン株式会社
 【代表者】 御手洗 富士夫
 【代理人】
 【識別番号】 100075948
 【弁理士】
 【氏名又は名称】 日比谷 征彦
 【電話番号】 03-3852-3111
 【手数料の表示】
 【予納台帳番号】 013365
 【納付金額】 21,000円
 【提出物件の目録】
 【物件名】 明細書 1
 【物件名】 図面 1
 【物件名】 要約書 1
 【包括委任状番号】 9703876
 【フルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 眼底検査装置

【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検眼の眼底を照明光で照明する照明光学系と、眼底に照射ビームを照射するためのビーム照射光学系と、該ビーム照射光学系内に設け前記照射ビームを偏向するためのビーム偏向手段と、照明した眼底像及び照射ビーム像を撮像し映像信号を出力する撮像手段と、該撮像手段からの映像信号を基に前記眼底像及び照射ビーム像を表示する表示手段と、前記照射ビームを照射した前記眼底位置を検出する照射ビーム位置検出手段と、該照射ビーム位置検出手段の検出結果に基づいて、前記表示手段に表示する前記眼底像及び前記照射ビーム像の表示位置、倍率の少なくとも一方を変更する表示情報変更手段とを有することを特徴とする眼底検査装置。

【請求項2】 前記表示情報変更手段は前記表示手段で表示される前記眼底像及び照射ビーム像の倍率を変更する場合に、前記照射ビーム位置検出手段で検出した眼底に対する前記照射ビームの照射位置が、前記表示手段の表示範囲に表示するように表示位置を変更することを特徴とする請求項1に記載の眼底検査装置。

【請求項3】 前記表示情報変更手段は前記照射ビーム位置検出手段が前記照射ビームの眼底への照射を検出しない場合には低倍率、眼底への照射を検出した場合には高倍率に設定することを特徴とする請求項2に記載の眼底検査装置。

【請求項4】 前記表示情報変更手段は、前記照射ビーム位置検出手段が前記照射ビームの眼底への照射の有無を検出した一定時間後に倍率を設定変更することを特徴とする請求項3に記載の眼底検査装置。

【請求項5】 前記表示情報変更手段は入力手段の入力情報に基づいて、前記表示手段に表示する前記眼底像及び照射ビーム像の表示位置、倍率の少なくとも一方を変更する制御を行うかどうかを決定することを特徴とする請求項1に記載の眼底検査装置。

【請求項6】 前記照射ビーム位置検出手段は前記撮像手段からの映像信号

を基に、前記照射ビームを照射した前記眼底位置を検出することを特徴とする請求項1に記載の眼底検査装置。

【請求項7】 前記照射ビーム位置検出手段は前記ビーム偏向手段の被検眼への射出角度を検出し、前記照射ビームの照射された前記眼底位置を検出することを特徴とする請求項1に記載の眼底検査装置。

【請求項8】 前記ビーム偏向手段は対物光学系の後方の被検眼瞳と略共役な位置に設けた回転ミラーを有し、前記照射ビーム位置検出手段は前記回転可能なミラーの角度を検出することを特徴とする請求項7に記載の眼底検査装置。

【請求項9】 前記ビーム偏向手段は対物光学系の後方に設けたイメージローテータを有し、前記照射ビーム位置検出手段は前記イメージローテータの回転角度を検出することを特徴とする請求項7に記載の眼底検査装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、眼科医院等で眼底を検査する眼底検査装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

眼底血流計は被検眼の眼底の被測定血管に波長 λ のレーザービームを照射し、その散乱反射光を光検出器により受光し、血流からの散乱反射光であるドップラシフトした成分と静止している血管壁からの散乱反射光との干渉信号として検出し、周波数解析して血流速度を求める装置である。そして、以下に述べる原理によって血流速度（最大速度 V_{max} ）が求められる。

【0003】

$$V_{max} = \{\lambda / (n \cdot \alpha)\} \cdot ||\Delta f_{max1}|| - ||\Delta f_{max2}|| / \cos \beta \quad \dots (1)$$

ここで、2つの受光器で受光した受光信号から算出された周波数の最大シフトを Δf_{max1} 、 Δf_{max2} 、レーザー光の波長を λ 、測定部位の屈折率を n 、眼内での2つの受光光軸のなす角度を α 、眼内で2つの受光光軸がつくる平面と血流の速度ベクトルとのなす角度を β としている。

【0004】

このように、2方向から計測を行うことにより測定光の入射方向の寄与が相殺され、眼底上の任意の部位の血流を計測することができる。また、2つの受光光軸がつくる平面と眼底との交線と、血流の速度ベクトルとのなす角 β を一致させることにより $\beta = 0^\circ$ となり、眞の最大血流速度を測定することができるようになっている。

【0005】

従来から眼底像をテレビカメラで撮像し、テレビモニタを観察しながら装置の位置合わせ、測定部位の選択及び測定を行う装置が、特開平7-136141号公報、特開平7-155299号公報等に提案されているが、表示倍率は一定となっている。表示倍率が可変な眼科装置としては、特開平8-126611号公報に提案されているが、倍率変更時の中心位置は固定である。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら上述の従来例においては、次のような問題点がある。

【0007】

(1) 被検眼眼底上の測定位置を抽出し、被検眼の光軸と対物レンズの光軸が一致するように位置合わせを行う場合には、低い表示倍率つまり眼底の広い範囲が見える方が、眼底上で測定位置の候補を探すのに都合が良い。また、位置合わせを行う際には、眼底の広い範囲が見えたほうが、外乱光の混入等が確認でき正確な位置合わせができる。

【0008】

(2) 測定光が被測定血管上に正確に照射されているかどうかを確認する場合には、表示倍率は高いほうがより細かい情報を得ることができるので、正確な設定が可能になる。

【0009】

しかしながら、前者の方法では表示倍率が一定であるため、両方を同時に満足させることはできない。また、2つの表示手段を用意することも考えられるが、スペースを取るばかりでなく、価格が高くなるという欠点がある。

【0010】

また、後者の方では倍率変更時の中心位置が固定になっているため、倍率を上げた際に、実際に確認すべき測定位置が中心付近にないと、測定位置が表示できる範囲からはみ出してしまうという欠点がある。

【0011】

更には、光学的に倍率を変更することも可能であるが、倍率変更時の中心位置も同時に変更するためには複雑な構成になってしまい、装置が高価で大型なものになる。

【0012】

本発明の目的は、上述の問題点を解消し、表示位置、倍率を変更しても検査部位を正確に中心部に表示できる眼底検査装置を提供することにある。

【0013】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するための本発明に係る眼底検査装置は、被検眼の眼底を照明光で照明する照明光学系と、眼底に照射ビームを照射するためのビーム照射光学系と、該ビーム照射光学系内に設け前記照射ビームを偏向するためのビーム偏向手段と、照明した眼底像及び照射ビーム像を撮像し映像信号を出力する撮像手段と、該撮像手段からの映像信号を基に前記眼底像及び照射ビーム像を表示する表示手段と、前記照射ビームを照射した前記眼底位置を検出する照射ビーム位置検出手段と、該照射ビーム位置検出手段の検出結果に基づいて、前記表示手段に表示する前記眼底像及び前記照射ビーム像の表示位置、倍率の少なくとも一方を変更する表示情報変更手段とを有することを特徴とする。

【0014】

【発明の実施の形態】

本発明を図示の実施の形態に基づいて詳細に説明する。

図1は本発明を眼底血流計へ応用した実施の形態の構成図である。被検眼Eに對向する光路上には対物レンズ1、黄色域の波長光を透過し他の光束を殆ど反射するバンドパスミラー2、孔あきミラー3を配置し、孔あきミラー3の背後には、光路に沿って移動自在な合焦レンズ4、結像レンズ5、二次元CCDカメラ6

を順次に配列し、眼底観察光学系を構成する。

【0015】

孔あきミラー3の反射方向の光路上には、リレーレンズ7、光路に沿って移動自在な固視標表示用素子である透過型液晶板8、白色光を発するタンゲステンランプ等から成る観察用光源9を被検眼Eの眼底と光学的にはほぼ共役な位置に配置する。

【0016】

バンドパスミラー2の反射方向の光路上には、イメージローテータ10、紙面に垂直な回転軸を有し、両面研磨したガルバノメトリックミラー11を配置し、ガルバノメトリックミラー11の後方には、レンズ12及び凹面鏡13を配置する。ガルバノメトリックミラー11の上側反射面11bの反射方向には、レンズ14、光路に沿って移動自在なフォーカスユニット15を配置する。なお、ガルバノメトリックミラー11は前述の回転軸の下方に切欠部を有しており、またレンズ14の前側焦点面は被検眼Eの瞳孔と共役関係にあり、この焦点面にガルバノメトリックミラー11を配置する。

【0017】

フォーカスユニット15においては、レンズ14と同じ光路上に、ダイクロイックミラー16を配置し、ダイクロイックミラー16の反射方向の光路上には矩形の絞りを有するマスク板17、ミラー18を配置し、ダイクロイックミラー16の透過方向の光路上にはレンズ19を配置して、このフォーカスユニット15が一体的に移動できるようにする。

【0018】

また、レンズ19の入射方向の光路上には、コリメートされたコーヒレントな例えば赤色光を発するレーザーダイオードなどの測定用光源20を配置する。更に、ミラー18の入射方向の光路上には、高輝度の他の光源と異なる例えば緑色光を発するヘリウムネオンレーザー光などのトラッキング用光源21を配置する。

【0019】

ガルバノメトリックミラー11における下側反射面11aの反射方向の光路上

には、光路に沿って移動自在なリレーレンズ22、赤外光を反射するダイクロイックミラー23、拡大レンズ24、イメージインテンシファイア25、一次元CCD26を順次に配列し、血管検出系を構成する。また、ダイクロイックミラー23の反射方向には、フォトマルチプライヤ27、28を配置し、測定用受光光学系を構成する。なお、図示の都合上、全ての光路を同一平面上に示したが、ダイクロイックミラー23の反射方向などは紙面に直交している。

【0020】

更に、装置全体を制御するためにシステム制御部31を設け、このシステム制御部31には、A/Dコンバータ32を介してCCDカメラ6のRGB信号、検者が操作する入力手段33、D/Aコンバータ34を介して測定結果、被検眼眼底像を表示する表示部35、フォトマルチプライヤ27、28の出力信号、イメージインテンシファイア25及び一次元CCD26の出力信号をそれぞれ接続し、システム制御部31の出力をガルバノメトリックミラー11を制御するガルバノメトリックミラー制御回路36に接続する。

【0021】

また、前述の透過型液晶板8、結像レンズ4、フォーカスユニット15及びリレーレンズ22は、図示しないフォーカシングノブを操作することにより、被検眼Eの眼底Eaと透過型液晶板8、マスク板17及びイメージインテンシファイア25の受光面とが常に光学的に共役になるように、共に連動して光軸方向に移動するようになっている。

【0022】

眼底観察時に、観察用光源9から発した白色光は、透過型液晶板8を背後から照明し、リレーレンズ7を通って孔あきミラー3で反射され、黄色域の波長光のみがバンドパスミラー2を透過し、対物レンズ1を通り、被検眼Eの瞳孔Ep上で眼底照明光光束像Iとして一旦結像した後に、眼底Eaをほぼ一様に照明する。このとき、透過型液晶板8には図示しない固視標Fが表示されており、照明光により被検眼Eの眼底Eaに投影され、視標像F'として被検眼Eに呈示される。

【0023】

眼底E aからの反射光は同じ光路を戻り、瞳孔E p上から眼底観察光束Oとして取り出され、孔あきミラー3の中心の開口部、結像レンズ4を通り、接眼レンズ5を介して二次元CCDカメラ6に入力され、システム制御部31を介して表示部35に表示され、図2に示すように眼底像E a'が検者によって観察可能となるので、この眼底像E a'を観察しながら装置のアライメントを行う。

【0024】

測定時に、測定用光源20を発しコリメートされた測定光は、レンズ19を通過し、ダイクロイックミラー16を透過する。一方、トラッキング用光源21から発したトラッキング光は、ミラー18で反射された後に、マスク板17で所望の形状に整形された後にダイクロイックミラー16で反射されて測定光と重畠される。このとき、測定光はレンズ19により、マスク板17の開口部中心と共に位置にスポット状に結像されている。更に、測定光とトラッキング光はレンズ14を通り、ガルバノメトリックミラー11の上側反射面11bで反射され、レンズ12を一度通った後に凹面鏡13で反射され、再びレンズ12を通りガルバノメトリックミラー11の方へ戻される。

【0025】

ここで、ガルバノメトリックミラー11は被検眼瞳の共役な位置に配されており、凹面鏡13とレンズ12は光軸上に同心に配置され、かつ共働してガルバノメトリックミラー11を-1倍で結像するリレー系の機能が与えられている。従って、ガルバノメトリックミラー11の上側反射面11bで反射された光束はガルバノメトリックミラー11の切欠部に戻されることになり、ガルバノメトリックミラー11で反射されることなくイメージローテータ10に向かうことになる。イメージローテータ10を経て、バンドパスミラー2により対物レンズ1に偏向された両光束は、対物レンズ1を介して被検眼Eの眼底E aに照射される。

【0026】

このように、測定光とトラッキング光は、ガルバノメトリックミラー11の上側反射面11b内で反射されて、再び戻されるよう対物レンズ1の光軸から偏心した状態でガルバノメトリックミラー11に入射が行われ、図3に示すように瞳孔E p上でスポット像P 2又はP 2'として結像した後に眼底E aを点状に照射

する。

【0027】

眼底E aからの測定光とトラッキング光の散乱反射光は再び対物レンズ1で集光され、バンドパスミラー2で殆どの光束が反射されてイメージローテータ10を通り、ガルバノメトリックミラー11の下側反射面11aで反射され、リレーレンズ22を通り、ダイクロイックミラー23において測定光とトラッキング光とが分離される。

【0028】

トラッキング光はダイクロイックミラー23を透過し、拡大レンズ24により眼底観察光学系による眼底像E a'よりも拡大された血管像E v'としてイメージインテンシファイア25の光電面に結像し、增幅された後に一次元CCD26で撮像される。そして、一次元CCD26で撮像された血管像E v'に基づいて、システム制御部31において血管像E v'の移動量を表すデータが作成され、ガルバノメトリックミラー制御回路36に血管像E v'と移動量が出力される。そして、ガルバノメトリックミラー制御回路36がこの移動量を補償するようにガルバノメトリックミラー11を駆動することにより、被測定部の血管のトラッキングが行える。

【0029】

また、赤外光である測定光はダイクロイックミラー23により反射され、フォトマルチプライヤ27、28に受光される。フォトマルチプライヤ27、28の出力はそれぞれシステム制御部31に出力され、この受光信号は従来例と同様に周波数解析されて眼底E aの血流速度が求められる。

【0030】

一方、眼底E aからの測定光とトラッキング照射光の散乱反射光は再び対物レンズ1で集光され、バンドパスミラー2を透過した一部の光束は、観察用光源9から発した光束の被検眼Eの眼底E aからの反射散乱光と同様の光路をたどり、二次元CCDカメラ6に達する。

【0031】

二次元CCDカメラ6の出力はRGB信号として、A/Dコンバータ32によ

りディジタル画像データに変換されてシステム制御部31に入力し、信号処理が行われ、システム制御部31内の図示しないフレームメモリに格納される。更に、システム制御部31では、この信号をD/Aコンバータ34によりアナログ映像信号に変換して、観察眼底像Ea'と共にトラッキング指標像T、測定光Mを表示部35に表示し、検者が観察できるようにする。

【0032】

検者は図示しない操作桿を操作して、被検眼Eの光軸と対物レンズ1の光軸が一致するように位置合わせを行う。次に、眼底像Ea'を表示部35上で観察しながら、前述のフォーカスノブを操作して被検眼Eの眼底Eaにフォーカスを合わせる。すると、前述したように透過型液晶板8の固視標Fと眼底Eaが光学的に共役になり被検眼Eに呈示される。

【0033】

その後に、検者は測定する血管を選択するが、この場合に複数の血管から被測定血管、測定部位を選択するので、眼底Eaはできるだけ広い範囲を観察できることが望ましい。また、そのほうが外乱光の影響等が確認でき、正確に位置合わせを行うことが可能になる。これらの理由から、検者は表示部35で表示される眼底像Ea'の倍率を拡大する要求を必要に応じて入力手段33により入力する。

【0034】

図4はシステム制御部31が行う処理のフローチャート図であり、ステップS0では表示倍率拡大の要求が入力手段33から入力されていないと判断すると、ステップS6でフレームメモリから画像データを読み出し、解像力を低減する処理を行う。本実施の形態では、二次元CCDカメラ6で撮像できる画素数は、表示部35で表示できる解像力を上回っており、ステップS6での処理は、二次元CCDカメラ6で撮像した眼底像を全ての範囲に渡って、表示部35に表示するために行われる。

【0035】

更に、ステップS5でこのデータをD/Aコンバータ34に出力し、アナログ映像信号に変換されて、トラッキング指標像T、測定光Mが照射された観察眼底

像E a' が表示部35に表示される。検者は図2に示したような眼底像E a' を観察できる。このとき、表示部35の中心位置は、対物レンズ1の光軸にほぼ一致している。

【0036】

そして、検者は被測定部位を選定すると、被測定部位が観察視野の略中央付近にくるように入力手段33を操作して固視標Fを動かし、被検眼Eを誘導する。次に入力手段33を操作して、トラッキング光を眼底E aに照射し、更にトラッキング指標像Tが被測定血管E vと垂直になるように、ロータ操作ノブを操作し、更に被測定血管E v上に測定光Mが照射されるように、ガルバノメトリックミラー11の角度を制御する。

【0037】

このとき、トラッキング指標像Tが被測定血管E vと垂直になっているかどうか、測定光が被測定血管E v上に正確に照射されているかどうかを確認する必要があるが、表示部35で表示される眼底像E a' は高倍率で観察したほうが、トラッキング光、測定光の確認、位置合わせがより厳密に行える。

【0038】

そこで、検者は入力手段33を操作して、表示部35で表示される眼底像E a' を拡大するが、二次元CCDカメラ6で撮像された眼底像E a' の中心、つまり全画素の座標の中心点を中心にして表示倍率を大きくしたのでは、図5に示すようにトラッキング指標T、測定光が照射されている部分が、表示部35からはみ出して表示されない場合がある。

【0039】

そこで、本実施の形態においては、システム制御部31は二次元CCDカメラ6で撮像された眼底像からトラッキング指標像Tを抽出し、その中心位置を算出して、その点を中心眼底像E a' を拡大して表示部35に表示するような制御を行う。

【0040】

A/Dコンバータ32でデジタルデータに変換されたRGBの画像データは、システム制御部31に入力され、図示しないフレームメモリに格納される。

【0041】

ステップS0では倍率拡大の要求が入力手段33にありと判断した場合には、ステップS1でフレームメモリからG成分の画像データを読み出す。本実施の形態において、トラッキング光源21は緑色（波長：543nm）のヘリウムネオニレーザー光を使用している。また、眼底像にはRの成分が多いため、システム制御部31はトラッキング指標像Tの抽出、中心位置の算出には、二次元CCDカメラ6で得られたRGB信号のうちのG信号を用いる。

【0042】

ステップS2でトラッキング指標像Tを眼底像Ea'の画像データから抽出する。図6は図7に示す太枠内の画素 $x[n] \sim x[n+15]$ 、 $y[n] \sim y[n+15]$ の16・16の画素について、G成分画像データの階調の大きさを二値化したものである。図6の各画素における値が、1の画素にトラッキング指標像Tが結像している。なお、トラッキング指標像T以外の画素に関しては値は0になる。

【0043】

ステップS3において、トラッキング指標像Tの眼底像Ea'上の位置を算出する。 x 方向では $x[n+6] \sim x[n+10]$ の画素に、 y 方向では $y[4] \sim y[10]$ の画素にそれぞれトラッキング指標像Tが存在するため、それぞれ中点を求めるとき、 x 方向では $\{(n+10) - (n+6)\} / 2 + (n+6) = n+8$ 、 y 方向では $\{(n+10) - (n+4)\} / 2 + (n+4) = n+7$ となり、 $(x[n+8], y[n+7])$ がトラッキング指標像Tの中心座標になる。

【0044】

ステップS4では、ステップS2で算出されたトラッキング指標像Tの中心座標を中心として、表示すべき画素データの抽出を行い、ステップS5でこの画素データをD/Aコンバータ34に対して出力することにより、図8に示すようにトラッキング指標像Tの中心点が表示部35の中心で、更に拡大された画像が表示部35に表示される。

【0045】

なお本実施の形態では、入力手段33に画面拡大要求の入力があった場合に、表示部35に表示する眼底像Ea'の拡大倍率は3倍に固定してあるが、拡大倍率は可変としてもよく、検者が入力手段33から設定することも可能である。

【0046】

本実施の形態では、トラッキング光を眼底Eaに照射した後に、検者は入力手段33を操作して、表示部35で表示される眼底像Ea'を拡大しているが、トラッキング光を眼底Eaに照射する前でも、表示部35で表示される眼底像Ea'を拡大することは可能である。その際に、ステップS3で算出するトラッキング指標像Tの眼底Ea上の位置は算出できないため、ステップS4では全画素の座標の中心点を中心として、表示部35に表示する眼底像Ea'の画像データを抽出する。また、イメージローテータ10、ガルバノメトリックミラー11の位置情報によって測定点の位置を決定し、測定点を中心に眼底像を拡大することも可能である。

【0047】

図9は測定部位と対物レンズ1の光軸の関係の説明図で、ガルバノメトリックミラー11：被検眼の瞳Epの倍率をn:n'、ガルバノメトリックミラー11の振れ角をδ、トラッキング光、測定光の対物レンズ1の光軸に対する被検眼Eの瞳Epへの入射角をδ' とすると、次式となる。

【0048】

$$\tan \delta' / \tan 2\delta = n / n' \quad \cdots (1)$$

測定点の座標を(xb, yb)、対物レンズ1の光軸の眼底Ea上での座標(0, 0)から測定点の座標(xb, yb)までの距離をrとし、被検眼Eの焦点距離として模型眼の代表値feをとると、式(1)から次の式(2)～(4)が求まる。

【0049】

$$r = f_e \cdot \tan \delta' = (n / n') \cdot f_e \cdot \tan 2\delta \quad \cdots (2)$$

$$x_b = r \cdot \cos \gamma = (n / n') \cdot f_e \cdot \tan \delta \cdot \cos \gamma \quad \cdots (3)$$

$$y_b = r \cdot \sin \gamma = (n / n') \cdot f_e \cdot \tan \delta \cdot \sin \gamma \quad \cdots (4)$$

ここで、γは眼底Ea上での測定点(xb, yb)とx軸とのなす角であり、

イメージローテータ10の回転角である。なお、反時計回り方向を正方向としている。

【0050】

式(3)、(4)から、被検眼Eの対物レンズ1の光軸に対する測定点の位置は、イメージローテータ10、ガルバノメトリックミラー11の位置情報によって決定できることが分かる。

【0051】

システム制御部31は測定点の位置を前述の方法で算出する。図4のフローチャート図において、ステップS2、S3の代りにこの処理を行えばよい。

【0052】

これにより、測定点が中心になるように、トラッキング指標像T、測定光Mが照射されている眼底像Ea'を拡大して、図8に示すように表示部35に表示する。

【0053】

第1の実施の形態において、表示部35に表示される眼底像Ea'の倍率変更は、検者が入力手段33への入力によって行っているが、トラッキング光が眼底Eaに照射されているかどうかを検出し、自動的に表示部35の表示倍率を変更することもできる。

【0054】

図10は第2の実施の形態のフローチャート図を示す。ステップS1、ステップS2の処理は第1の実施の形態の場合と同様で、ステップS7でトラッキング光が眼底Eaを照射しているかどうかを判断する。この判断はステップS2でトラッキング指標像Tを抽出するが、このときトラッキング指標像Tが検出されなかった場合には、トラッキング光が眼底Eaを照射していないと判断する。また、入力手段33にトラッキング光を眼底Eaに照射する入力があったかどうかで判断してもよい。

【0055】

ステップS7でトラッキング光が眼底Eaに照射されていないと判断した場合には、ステップS6でフレームメモリから画像データを読み出し、解像力を低減

する処理を行い、ステップS5でこのデータをD/Aコンバータ34でアナログ映像信号に変換して、観察眼底像Ea'と共にトラッキング指標像T、測定光Mが表示部35に表示する。検者は図2に示したような眼底像Ea'を観察できる。

【0056】

ステップS7において、トラッキング光が眼底像Ea'に照射されていると判断した場合には、ステップS3～ステップS5の処理を第1の実施の形態と同様に行う。

【0057】

本実施の形態においては、トラッキング光が眼底Eaに照射されているかどうかを検出し、自動的に表示部35の表示倍率を大きくしているが、検者が入力手段33を操作して、トラッキング光を眼底Eaに照射してから、トラッキング指標像T、測定光Mと被測定血管Evとの厳密な位置合わせが可能になるまでには、数秒～数10秒の時間を要する場合がある。

【0058】

つまり、トラッキング指標像Tが被測定血管Evにほぼ垂直かつ被測定血管Ev付近に、測定光Mが照射されるまでには、検者が図示のないローテータ操作ノブを操作し、ガルバノメトリックミラー11の角度を制御する時間が必要な場合がある。従って、トラッキング光が眼底Eaに照射されてから一定時間後に、自動的に表示部35の表示倍率を大きくしてもよい。

【0059】

また、トラッキング光、測定光の両方が照射された時点で、初めて表示部35の表示倍率を自動的に高くして、トラッキング光の照射が終了した時点で、表示倍率を自動的に小さくしてもよい。

【0060】

以上の実施の形態においては、眼底Ea上の血流を測定する眼底血流計について説明したが、血流速度の他に血管位置や血管径も同時に計測をするような眼科装置に応用することも可能である。

【0061】

【発明の効果】

以上説明したように本発明に係る眼底検査装置は、被検眼の眼底像の表示倍率が変更可能で、更に表示倍率を大きくした場合でも、トラッキング光、測定光が被検眼眼底を照射する位置を検出して、この位置を常に表示手段の略中心になるように制御するため、トラッキング光、測定光が表示手段の表示範囲外になって確認できない状態になることがない。

【0062】

そのため、トラッキング光、測定光が被測定血管に照射される様子を、眼底像を拡大した画面上で常に観察することができる、より厳密なトラッキング光、測定光の照射位置確認、位置合わせ可能になり、結果的には測定値の更なる精度向上が可能となる。

【0063】

また、トラッキング光、測定光が被検眼眼底を照射しているかどうかを検出し、この検出結果に基づいて被検眼の眼底像の表示倍率、表示位置を変更するため、煩わしい手動設定を要することなく、先と同様の効果を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

実施の形態の構成図である。

【図2】

ピント合わせ終了後の拡大表示していない観察眼底像の説明図である。

【図3】

瞳孔上の光束配置の説明図である。

【図4】

第1の実施の形態のフローチャート図である。

【図5】

拡大表示した観察眼底像の表示例の説明図である。

【図6】

二次元CCDカメラにおけるG信号の画素から抽出したトラッキング指標像の分布図である。

【図7】

二次元CCDカメラにおけるG信号による画素構成図である。

【図8】

拡大表示した観察眼底像の表示例の説明図である。

【図9】

測定部位と光軸の関係の説明図である

【図10】

第2の実施の形態のフローチャート図である。

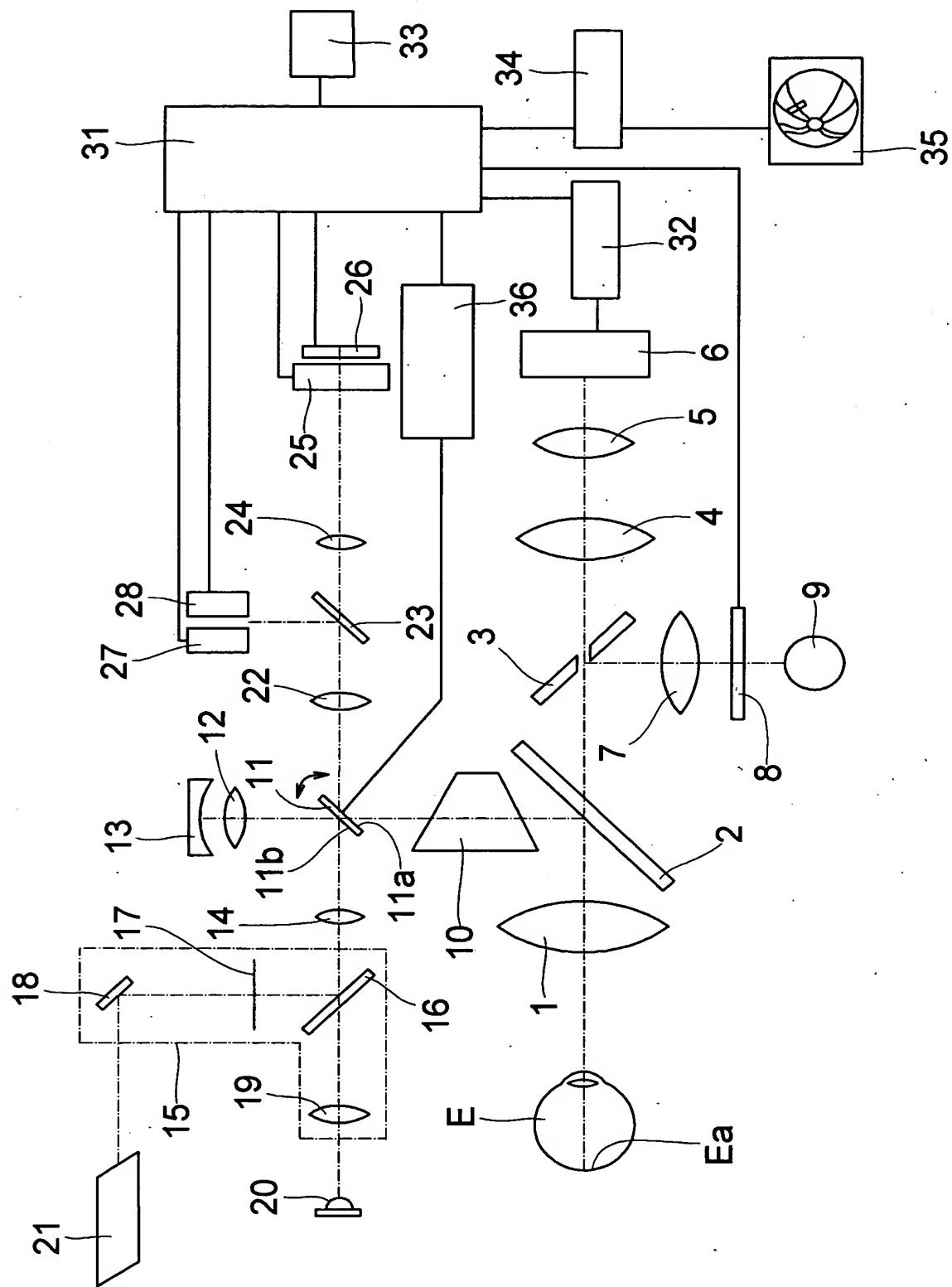
【符号の説明】

- 1 対物レンズ
- 2 バンドパスミラー
- 3 孔あきミラー
- 6 二次元CCDカメラ
- 8 透過型液晶板
- 9 観察用光源
- 10 イメージローテータ
- 11 ガルバノメトリックミラー
- 13 凹面鏡
- 15 フォーカスユニット
- 16、23 ダイクロイックミラー
- 20 測定用光源
- 21 トラッキング用光源
- 24 拡大レンズ
- 25 イメージインテンシファイア
- 26 一次元CCD
- 27、28 フォトマルチプライヤ
- 31 システム制御部
- 33 入力手段
- 35 表示手段

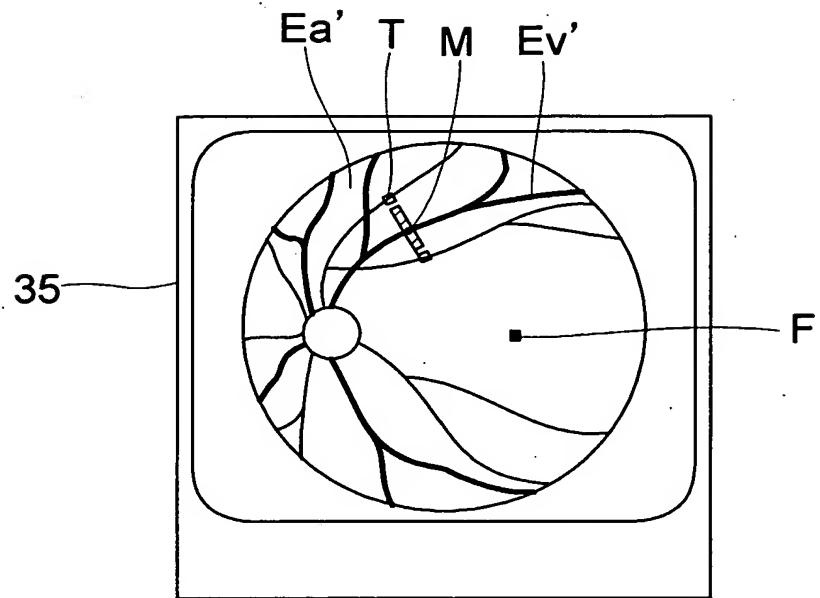
【書類名】

図面

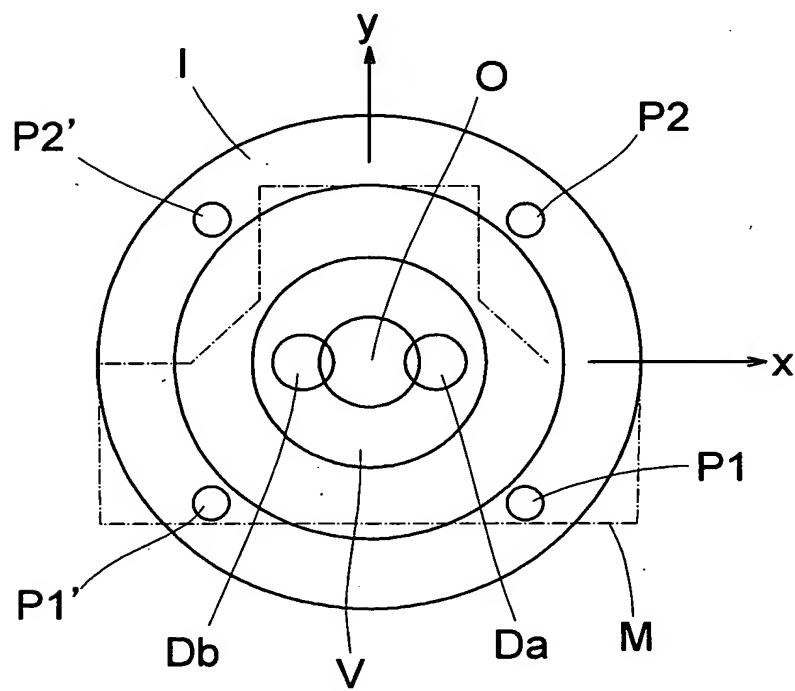
【図1】



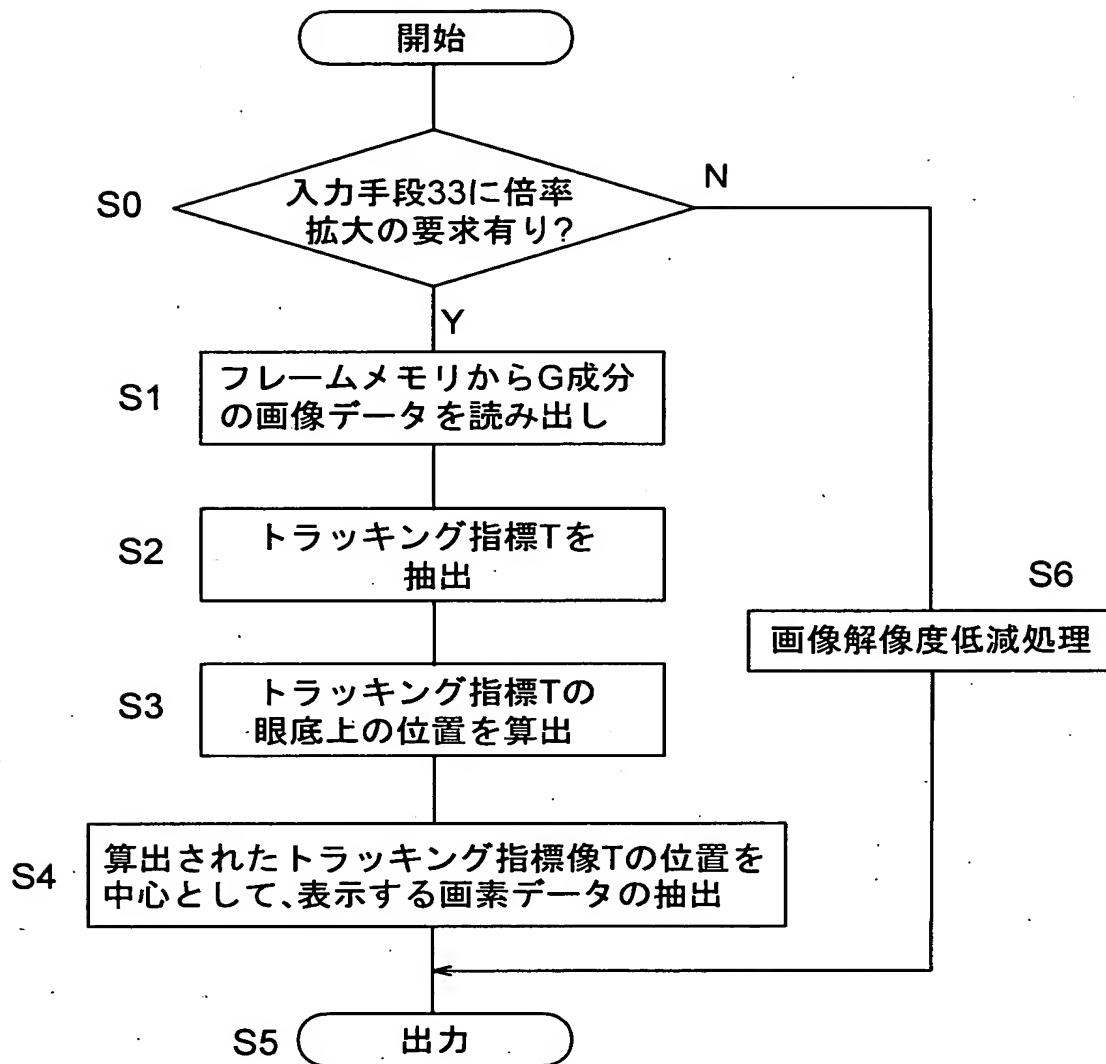
【図2】



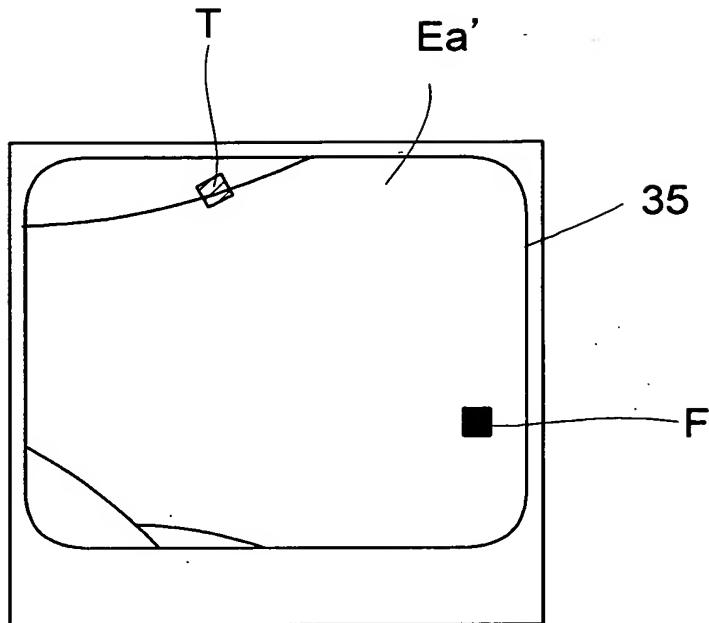
【図3】



【図4】



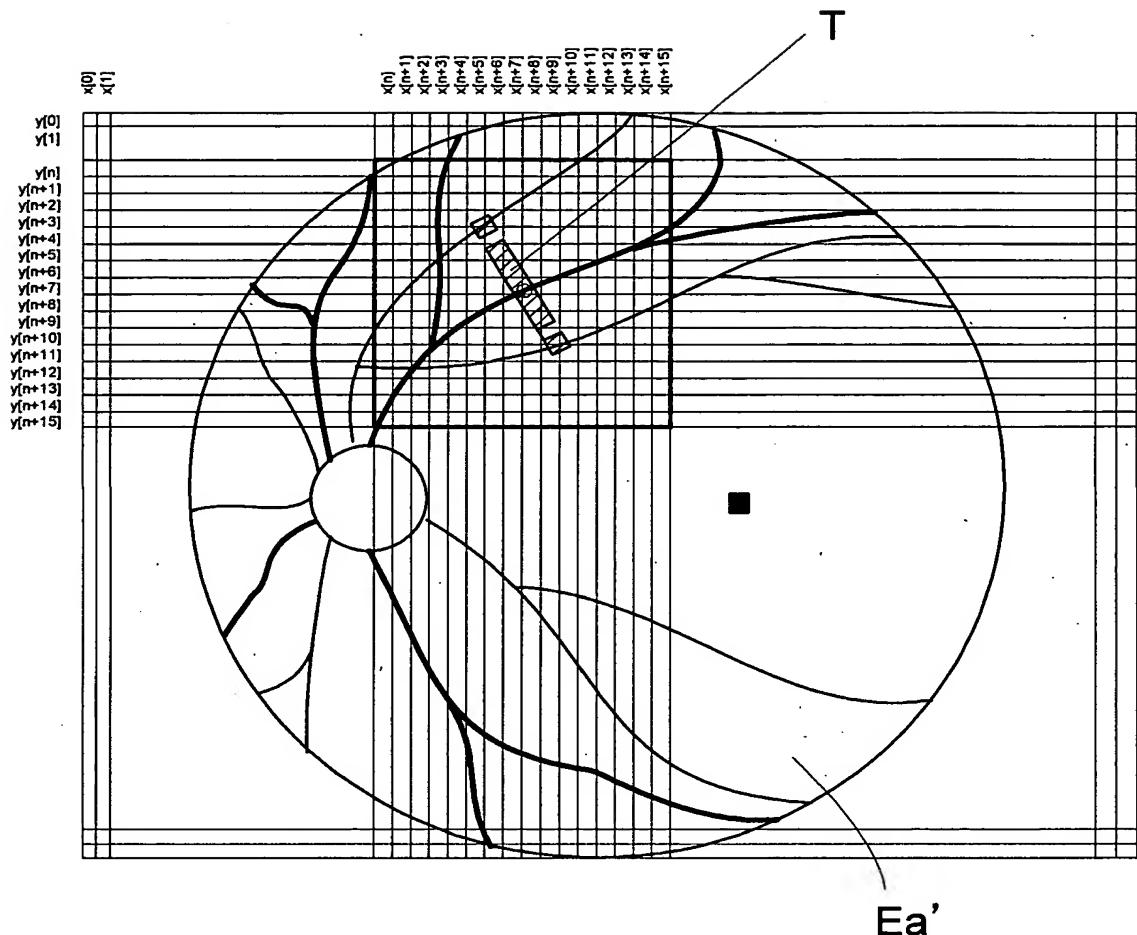
【図5】



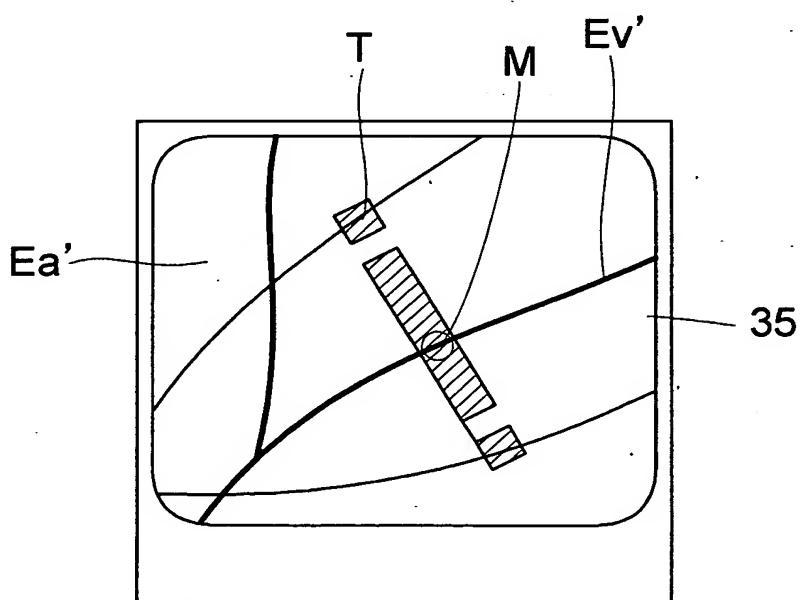
【図6】

	$x[n]$	$x[n+1]$	$x[n+2]$	$x[n+3]$	$x[n+4]$	$x[n+5]$	$x[n+6]$	$x[n+7]$	$x[n+8]$	$x[n+9]$	$x[n+10]$	$x[n+11]$	$x[n+12]$	$x[n+13]$	$x[n+14]$	$x[n+15]$
$y[n]$	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
$y[n+1]$	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
$y[n+2]$	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
$y[n+3]$	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
$y[n+4]$	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
$y[n+5]$	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
$y[n+6]$	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
$y[n+7]$	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0
$y[n+8]$	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0
$y[n+9]$	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0
$y[n+10]$	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0
$y[n+11]$	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
$y[n+12]$	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
$y[n+13]$	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
$y[n+14]$	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
$y[n+15]$	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

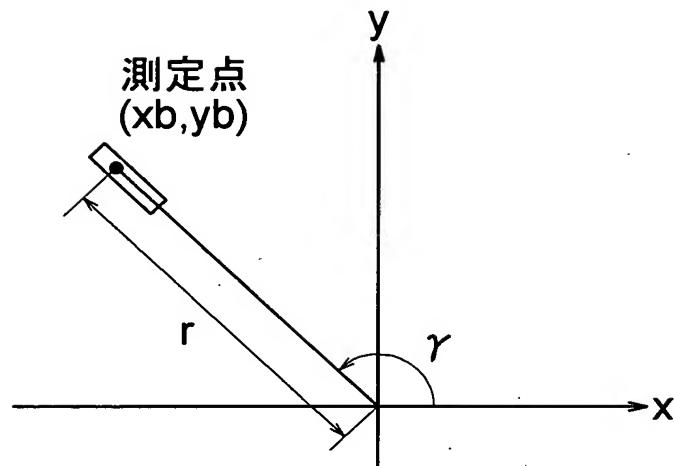
【図7】



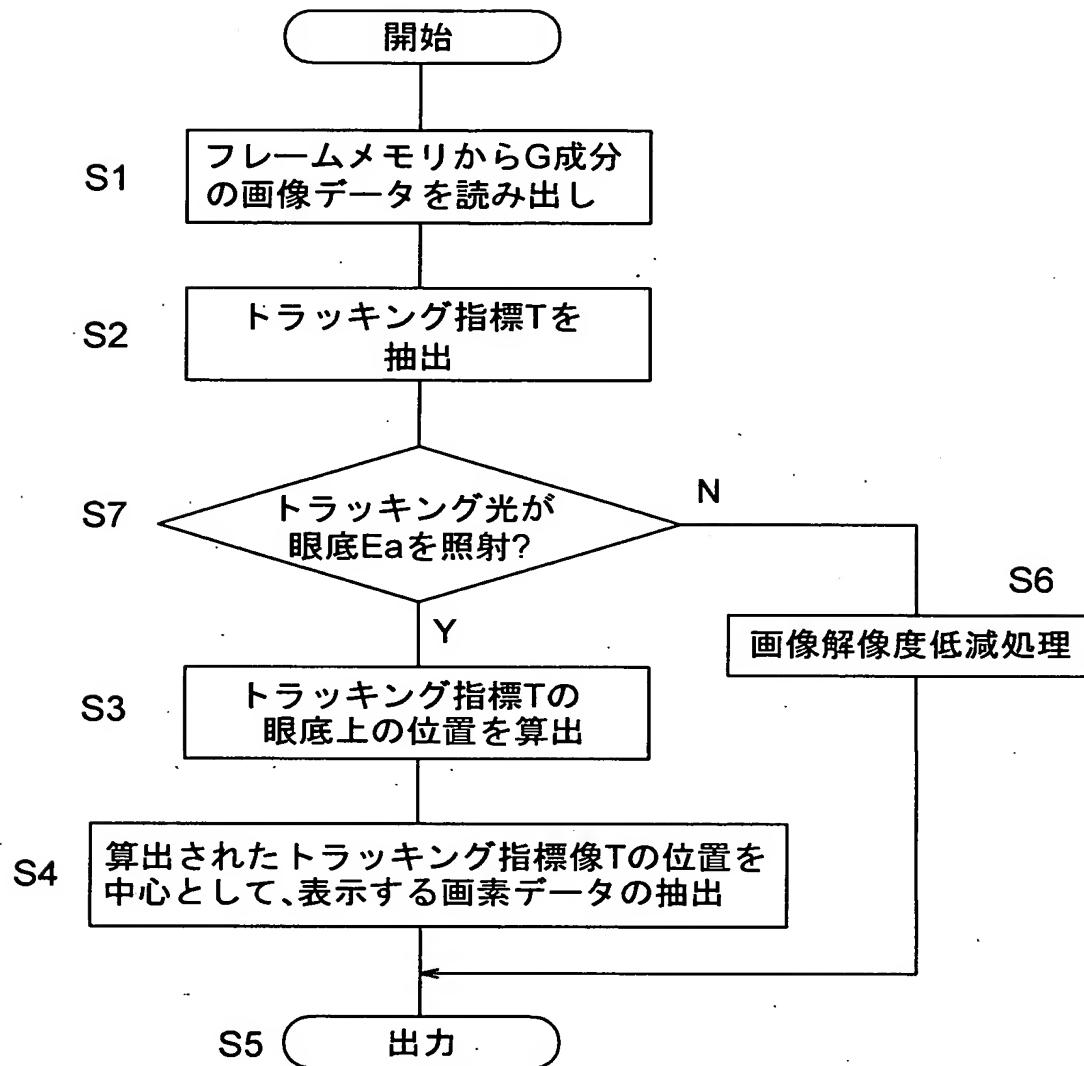
【図8】



【図9】



【図10】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 表示位置、倍率を変更しても検査部位を正確に中心部に表示する。

【解決手段】 ステップS0では表示倍率拡大の要求があると判断すると、ステップS6でフレームメモリから眼底像の画像データを読み出し、解像力を低減する処理を行う。ステップS5でこのデータをアナログ映像信号に変換して、トラッキング指標像T、測定光Mが照射された観察眼底像Ea'が表示部に表示される。

ステップS0で表示倍率拡大の要求があると、ステップS1でフレームメモリから画像データのG成分を読み出し、ステップS2で指標像Tを抽出し、その中心座標を求める。ステップS4では、指標像Tの中心座標を中心として、表示すべき画素データの抽出を行い、ステップS5でこの画素データを出力することにより指標像Tの中心点が表示部の中心で、更に拡大された画像が表示される。

【選択図】 図4

出願人履歴情報

識別番号 [000001007]

1. 変更年月日 1990年 8月30日

[変更理由] 新規登録

住 所 東京都大田区下丸子3丁目30番2号

氏 名 キヤノン株式会社